

AQUISIÇÃO DE SINAIS MULTIFUNCIONAL DE BAIXO CUSTO PARA MONITORAMENTO DE QUALIDADE DO ELETROCARDIOGRAMA (ECG).

Elifá Miranda Mascarenhas¹; Ernando Silva Ferreira²; Juan Alberto Leyva Cruz³

1. Bolsista PIBIC/UEFS, Graduando em Física, Universidade Estadual de Feira de Santana, e-mail:

elifamiranda@outlook.com

2. Orientador Ernando Silva Ferreira, Departamento de Física, Universidade Estadual de Feira de Santana, e-mail:

ernandofisica@yahoo.com.br

3. Participante Juan Alberto Leyva Cruz do projeto, Departamento de Física, Universidade Estadual de Feira de Santana, e-mail: juanalbertoleyva@yahoo.com.br

PALAVRAS-CHAVE: Eletrocardiograma (ECG), Processamentos de Sinais, Monitoramento.

INTRODUÇÃO

Na atualidade não é segredo para ninguém que as bases físicas para o funcionamento dos sistemas biológicos é a Bioeletricidade. É por esse motivo que a detecção de sinais bioelétricos é usada para o diagnóstico e estudo da fisiologia dos principais órgãos e sistemas de órgãos dos sistemas vivos. Nesse sentido, que a busca por novos sistemas cada vez mais baratos e robustos tecnologicamente tem sido objeto de pesquisa e desenvolvimento no Brasil e no mundo. Atualmente, os sistemas de diagnósticos de Eletrocardiografia (ECG), Eletroencefalografia (EEG), Eletromiografia (EMG), entre outras possuem um custo bastante elevado e muitas vezes estão restritas a unidades hospitalarias. Sendo assim

é imprescindível a criação de sistemas com a mesma eficiência e

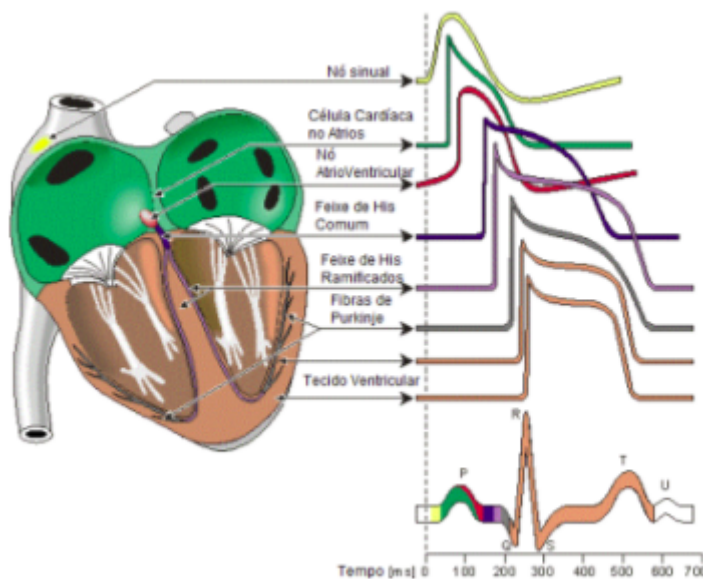


Figura 1: Visualização da formação e propagação da atividade elétrica cardíaca no processo de formação do eletrocardiograma.

robustez, porém seja mais acessível economicamente e viabilize portabilidade ao procedimento. A proposta deste plano de trabalho é a confecção de uma bioinstrumentação a base de um sistema embarcado de alta precisão utilizando o ambiente de programação WinPython-32bit-3.5.2.1 (não a versão Qt5, o qual se encontra instalado nos computadores do LINFIS). Essa ferramenta computacional tem escrito um conjunto de programas e funções em formato script incluindo uma interface gráfica para visualização dos sinais ECG. Vários trabalhos científicos sobre tratamento

de sinais bioelétricos têm sido publicados [5-9], mostrando as diversas aplicações desta técnica, como por exemplo no diagnóstico de doenças cardíacas por meio de imagens bioelétricas cardíacas. Na figura 1 mostramos um exemplo de geração de sinal bioelétrico, o ECG. No desenvolvimento deste sistema serão utilizados conhecimentos de eletricidade e magnetismo, física computacional, entre outros, os quais são importantes na minha formação como físico. Finalmente, vale lembrar segundo dados da Secretaria de Vigilância em Saúde do Ministério da Saúde, que os problemas que afetam os principais órgãos do ser humano tais como o coração e cérebro constituem as principais causas de morte no Brasil e no mundo. Portanto a procura de novas metodologias cada vez mais eficazes e ao mesmo tempo de fácil implementação clínica, que ajudem a solucionar tais problemas, é uma tarefa que merece uma atenção redobrada por parte da comunidade científica.

MATERIAL E MÉTODOS OU METODOLOGIA (ou equivalente)

É intrínseco ao ser humano a necessidade que o tem de confiar em sua visão para obter informações do mundo que o cerca, bem como um dado fenômeno da natureza. É uma característica significativa, notável, da própria natureza humana, a capacidade de direcionar nossas ações e engajar nossas habilidades cognitivas com base em nossas visões. Desta forma, as técnicas de processamento de sinais Eletrocardiograma (ECG), de natureza analógica, possibilitam uma melhor interpretação do comportamento da matéria, através da visualização dos resultados adquirido do processamento digital, á qual o ser humano tem a capacidade de fazer um diagnóstico e, assim, discernir o cenário ao seu redor. Sendo assim, a proposta deste plano de trabalho é a confecção de uma bioinstrumentação a base de um sistema embarcado de alta precisão utilizando o ambiente de programação WinPython-32bit-3.5.2.1 (não a versão Qt5, o qual se encontra instalado nos computadores do LINFIS). Essa ferramenta computacional tem escrito um conjunto de programas e funções em formato script incluindo uma interface gráfica. Este será capaz de monitorar os sinais elétricos, na superfície da pele, que comandam a musculatura cardíaca na faixa de alguns μV ou mV . O projeto executado nesse plano de trabalho de IC é extremamente barato, funcional do ECG, feita com componentes eletrônicos já existentes no Laboratório de Instrumentação em Física (LINFIS), peças bastante acessíveis e de baixo custo no mercado. Sendo assim, listamos os instrumentos e procedimentos realizados nessa fase da pesquisa:

- **3x Resistores de 1,97kOhm:** Resistores utilizado do próprio LINFIS.

- **1x 10M Ω** : Resistores utilizado do próprio LINFIS.
- **1x 100k Ω** : Resistores utilizado do próprio LINFIS.
- **-1x Cabo de microfone**: Para conectar com a placa de Som do CPU do Computador.
- **3x Eletrodos**: Utilizamos eletrodos específicos para detecção de sinais bioelétricos cardíacos.
- **1x Amplificador Operacional (Amp-op) LM741**: Este amplifica a diferença de potencial elétrica (sinais analógicos) entre dois pontos em suas entradas. O ganho (ou seja, o fator de multiplicação) é controlado pela variação dos resistores anexados a ele. Assim, a diferença elétrica entre dois pontos tem um ganho de tensão do Amplificador Operacional de 100.000 vezes, ou seja, esse fator de ganho é a relação entre a tensão de entrada diferencial e a saída do dispositivo. Na prática, esse amplificador leva um sinal de 1 milivolt e amplifica para 1 volt (MARCELO WENDLING,2010)(TEXA INSTRUMENTS:Disponível em <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm741.pdf>>, acessado em 04 de janeiro 2017)..
- **1x Bateria de 9V**: Utilizamos uma bateria de 9V ao invés de uma fonte de alimentação de bancada por motivo de segurança. Regiões de pequenas correntes podem nos levar a óbito. O efeito de indução de fibrilação cardíaca, por exemplo, que ocorre em torno de 0,1A. Caso o Amplificador Operacional oscile, essas oscilações podem passa para o nosso corpo.

Diagrama do Circuito do projeto:

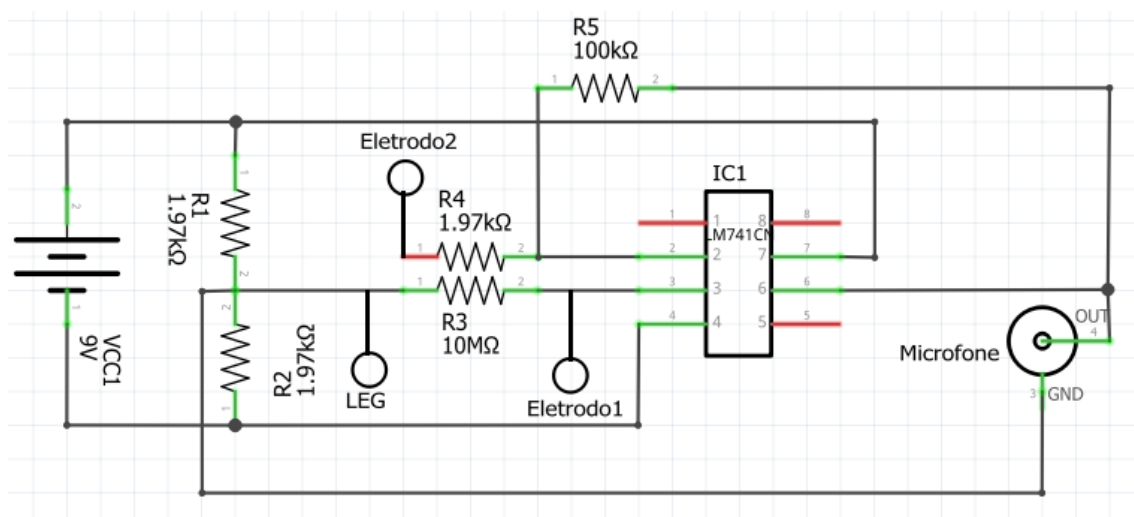


Figura 2: Designe de um diagrama realizado no programa Fritzing para detecção se sinais bioelétricos.

Procedimento realizado para o Monitoramento do meu ECG:

Para executar as medições do ECG, colocamos dois eletrodos no tórax e um eletrodo (LEG) no pé como referência. Costumo colocar um eletrodo no peito e o outro abaixo do braço para não variar muito suas localizações pois também varia a forma do ECG. Os eletrodos localizados no tórax medem uma diferença de tensão dos sinais elétricos, que comandam a musculatura cardíaca na superfície da pele, à medida que o coração bate. Como as flutuações desses sinais são rápidas e de baixa voltagem, o Amplificador Operacional LM741 amplifica a diferença de tensão elétrica de entrada obtendo, assim, uma melhora no sinal de saída. Mas, como na natureza nada é tão simples, o coração não é a única fonte de tensão que os eletrodos conseguem detectar. Radiações provenientes de computadores, Smartphones, diversas fiações em torno do laboratório, etc., sofre influência na pele quando executamos o ECG. Esses ruídos têm um padrão bem característico, são repetitivos e de alta frequência. Então, para eliminarmos, utilizamos o ambiente de programação WinPython-32bit-3.5.2.1 com processamento de sinais digitais programados, disponibilizado em (SCOTT HARDEN. [swharden.com](http://www.swharden.com/wp/), <<http://www.swharden.com/wp/>>, acessado em 04 de janeiro 2017).

Uma vez amplificado o sinal de entrada do ECG, juntamente com os prováveis ruídos indesejáveis que entram no circuito, conectamos a saída do sinal amplificado através de um cabo de microfone (P2) para a entrada da placa de Som do CPU do LINFIS a fim de converter o sinal analógico em digital. Em seguida, gravamos o sinal de saída do amplificador para gerar traços do meu ECG para visualização

Aqui é importante destacar um ruído indesejável para o nosso sinal ECG, bem comum em amplificadores, chamada tensão *Offset* de entrada ou tensão de erro. As diferenças existentes nas características dos transistores do amplificador ocasionam um desbalanceamento das correntes no circuito e, conseqüentemente o surgimento da tensão *Offset*. Essa tensão acaba sendo também amplificada pelo Amp-op produzindo uma tensão de saída denominada Tensão de Offset de saída. É necessário minimizar ou eliminar essa tensão de erro na saída do dispositivo. Para isso, os resistores de R4 (1,9kOhm) e R5 (100kOhm) forma um divisor de tensão tradicional que irá permitir o balanceamento das correntes.

RESULTADOS E/OU DISCUSSÃO (ou Análise e discussão dos resultados)

Esse projeto simplifica bastante em sua composição, pois utiliza software pós-processamento para eliminar componentes extras de reduções de ruídos de hardware. Em suma, o circuito amplifica a diferença de tensão dos sinais elétricos de entrada para o microfone do computador e um ambiente de programação Python (software) analisa os dados de áudio, executa uma filtragem atenuando as altas frequências e por fim a saída dos sinais ECG é mostrada em tempo real. Assim, temos como resultados alcançados um eletrocardiógrafo realizado no Laboratório LINFIS do Departamento de Física.

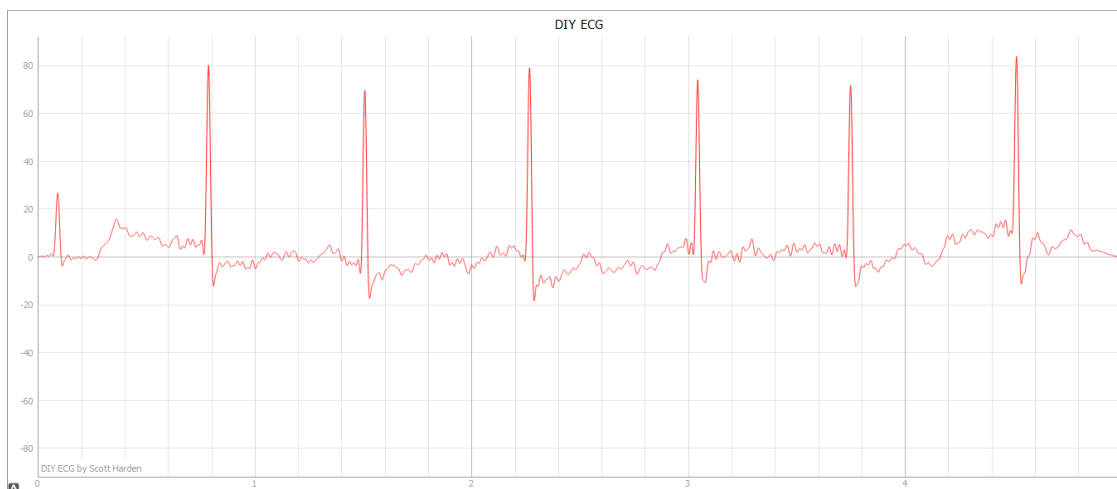


Figura 3: Eletrocardiograma (ECG) do aluno Elifá M. Mascarenhas em tempo real.

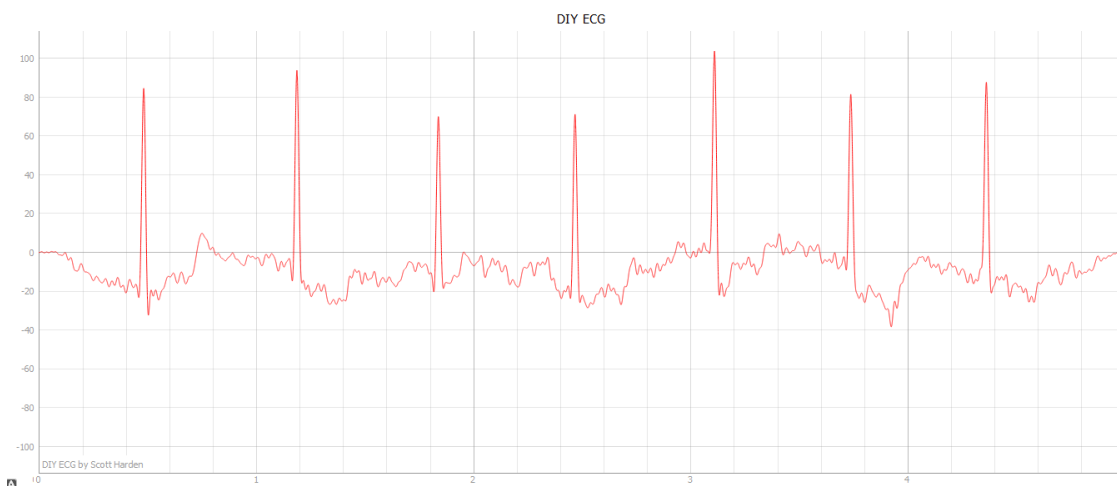


Figura 4: Eletrocardiograma (ECG) do aluno Elifá M. Mascarenhas em tempo real usando um papel alumínio no circuito, similar a uma gaiola de Faraday, para evitar ruídos indesejáveis.

Observe que o ECG é uma ferramenta de notável poder clínico, tanto pela facilidade com que pode ser dominado quando pela extraordinária gama de situações nas quais pode fornecer informações úteis e bastante expressivas. Sendo assim, os sinais de onda que aparece no meu ECG refletem primariamente a atividade elétrica das células

miocárdicas devido à despolarização e repolarização miocárdica. Se acompanharmos os ciclos, na Figura 2 e 3, observamos um padrão bem representativo de um ECG Normal de contração (sínese) e relaxamento (diástole) do coração. Nesse processo as ondas PQRST são bem definidas em nossas imagens.

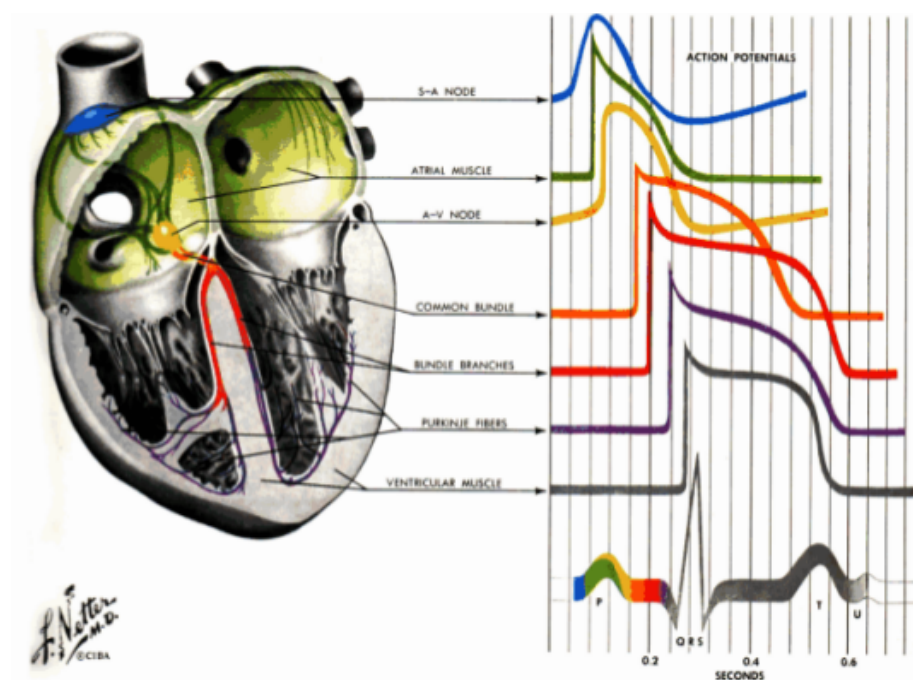


Figura 5: Representação dos cursos de tempo dos potenciais de membrana durante a excitação elétrica do coração: o nó SA, o átrio, o nó AV, o feixe de His, as ramificações do feixe, as fibras Purkinje e o músculo ventricular(KATJA PESOLA , 2000).

Analisando o modelo do coração, da Figura 5, e o ECG realizado em nosso experimento, a onda P é um registro da despolarização das células atrial que começou a disseminar a partir do nó SA (evento invisível para o ECG) localizado no átrio direito resultando em uma contração atrial. O complexo QRS acontece quando a despolarização do miocárdio ventricular produz uma contração ventricular. O complexo QRS é marcado por sua grande deflexão no ECG. Devido à quantidade de massa muscular que têm os ventrículos, a amplitude da onda QRS é muito maior do que a onda P. Uma última onda é impressa no ECG, chamada de onda T. Essa onda é devido a repolarização ventricular restaurando a eletronegatividade do seu interior de modo que possam ser reestimuladas. Em um coração Normal a repolarização ventricular é muito mais lenta do que a despolarização ventricular. Por isso a onda T é mais larga do que o complexo QRS(KATJA PESOLA ,2000)(MALCOLM S. THALER, 2013).

Portanto, uma visualização prévia do comportamento da onda ECG pode diagnosticar um infarto do miocárdio em evolução, identificar uma arritmia potencialmente fatal, apontar efeitos crônicos de uma hipertensão sustentada ou efeitos agudos de uma embolia pulmonar maciça, ou apenas forcener um diagnóstico precoce como uma medida de garantia a uma pessoa.

CONSIDERAÇÕES FINAIS (ou Conclusão)

Como podemos observa, nessa primeira fase da pesquisa, os resultados certamente convergiram para o objetivo proposto que foi de Monitorar as atividades dos potenciais elétricos do coração por meio de aquisição de sinais, através de eletrodos colocados na superfície corporal, processamento analógico com etapas de amplificação e filtragem do sinal captado, através da placa eletrônica, de forma simples, de baixo custo e de fácil aquisição, tendo em vista o alto custo de equipamentos profissionais de ECG de última geração, fator que inviabiliza o nosso trabalho de pesquisa. Esse projeto foi a primeira etapa de um estudo em nível de laboratório baseado na execução de várias atividades de caráter experimental para avaliar a viabilidade prática do possível uso desta metodologia na área da Física aplicada à Medicina. Vale salientar, que o tema foco deste plano de trabalho, envolve bioinstrumentação, e criação de ferramentas computacionais, que são assuntos bem conhecido do Orientador e Coorientador que constitui uma das linhas prioritárias de pesquisa do Laboratório de Instrumentaçãoem Física (LINFIS) do Departamento de Física da UEFS.

As informações necessárias para um diagnóstico avançado do coração não é tão simples como obter um registro de sinais ECG por um par de eletrodos na superfície corporal. O coração é um órgão tridimensional e a sua atividade elétrica também deve ser compreendida em termos dessas dimensões. Assim, apenas um par de eletrodos não é suficiente para compreender em detalhes sua estrutura tridimensional. Hoje em dia, para se ter um conhecimento detalhado do coração, o ECG padrão consiste em 12 derivações, com cada uma determinada pela colocação e orientação de vários eletrodos na superfície do corpo. Isso porque cada derivações “vê” o coração de um ângulo diferente tornando o processamento de sinais com maior sensibilidade para uma região particular do coração capaz de extrair o máximo de informações possíveis do coração. Contudo, obtemos excelentes sinais para monitoramento das atividades elétricas do coração, apesar de alguns ruídos que se encontram entre os segmentos das ondas, tivemos uma boa representação do ECG de um coração saudável.

Portanto, o trabalho proposto está dentro das linhas de atuação do Laboratório de Instrumentação em Física e apresenta todas as condições técnicas para a realização desta pesquisa.

REFERÊNCIAS

1. KATJA PESOLA. Cardiomagnetic Source Imaging. Helsinki University of Technology (Espoo, Finlândia), 19 de Maio, 2000.
2. MALCOLM S. THALER. ECG Essencial: Eletrocardiograma na prática. 7ª ed. Ed. artmed, 2013.
3. MARCELO WENDLING. Amplificadores Operacionais. Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, versão 2.0, 2010.
4. Scott Harden. sw Harden.com. University of Florida, Gainesville. Disponível em <<http://www.swharden.com/wp/>>, acessado em 04 de janeiro 2017.
5. Fan Zhang, et al. Design of Ultra-Low Power Biopotential Amplifiers for Biosignal Acquisition Applications. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL CIRCUITS AND SYSTEMS. 1932-4545. 2012.
6. Y. Rudy, —Noninvasive imaging of cardiac electrophysiology and arrhythmia||Annals N.Y. Academy of Sciences 2010;1188:214-221.
7. C. Ramanathan, R.N. Ghanem, P. Jia, K. Ryu, Y. Rudy, "Electrocardiographic Imaging (ECGI): A Noninvasive Imaging Modality for Cardiac Electrophysiology and Arrhythmia" Nature Medicine 2004; 10:422-428.
8. J.R. Reitz, F.J. Milford, R.W. Christy, Fundamentos da teoria eletromagnética, Editora Campus (Rio de Janeiro, 1982).
9. G. Asch et Collaborateurs, Les capteurs en instrumentation industrielle, Dunod (Paris, 4ª Ed., 1991).
10. P. Horowitz, W. Hill, The art of electronics, Cambridge University Press (New York, 2ª Ed., 1989).